Aus der Chirurgischen Abteilung des
Städtischen Krankenhauses Berlin-Neukölln
Dirigierender Arzt: Prof. Dr. med. E.S. Bücherl

DER DYNAMISCHE PLATTENOXYGENATOR

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Ulrich Kirsch
aus Trebnitz

1966

Aus der Chirurgischen Abteilung des
Städtischen Krankenhauses Berlin- Neukölln
Dirigierender Arzt: Prof.Dr.med. E.S. B ü c h e r l

Der dynamische Plattenoxygenator.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
K i r s c h , Ulrich
aus Trebnitz

Dekan: Professor Dr.med. W. M a ß h o f f

Referent: Professor Dr.med. E.S. B ü c h e r l

Korreferent: Prof. Dr. med. H. F r a n k e

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 22. Juli 1966

Inhaltsangabe.

Seite

I. Definition. 1

II. Allgemeiner Uberblick der Oxygenatoren. 1
1. Die Membranoxygenatoren.
2. Die Dispersionsoxygenatoren.
3. Die Filmoxygenatoren.

III. Kriterien zur Beurteilung von Oxygenatoren. 10
Wirkungsgrad
Leistung
Haemolyse
Handhabung
Regelung der Temperatur.

IV. Methodik. 12
1. Beschreibung des dynamischen Plattenoxygenators. 12
2. Versuchsanordnungen. 14
a) Zur Messung der Sauerstoffaufnahme.
b) Zur Bestimmung der Haemolyse.
3. Versuchsergebnisse. 17
a) Sauerstoffaufnahme (Leistung) des dynamischen Plattenoxygenators.
b) Die Haemolyse beim dynamischen Plattenoxygenator.
c) Handhabung.

V. Diskussion der Ergebnisse. 23

VI. Zusammenfassung. 26

VII. Literaturverzeichnis. 28

I. Definition.

Der "Oxygenator", auch künstliche Lunge genannt, ist derjenige Teil einer Perfusionsapparatur oder eines extracorporalen Kreislaufes, in dem sich der Gasaustausch des Blutes vollzieht.

II. Allgemeiner Überblick der Oxygenatoren.

Die von JACOBJ (1885) bereits beschriebene Verwendung einer isolierten und künstlich ventilierten Säugetierlunge als Oxygenator eines Perfusionsapparates ist nur von verhältnismäßig wenigen Autoren aufgegriffen worden (EMBLY und MARTIN 1905, DALE und SCHUSTER 1928, BRUKHONENKO 1929, DALY und THORPE 1933). Der Grund hierfür ist nicht nur in technischen, sondern auch in biologischen Hindernissen zu suchen, weil Unverträglichkeitsreaktionen nur dann mit Sicherheit nicht zu erwarten sind, wenn perfundiertes Objekt und Lunge vom selben Tier stammen.

Es bemühten sich bereits im neunzehnten Jahrhundert die Physiologen und seit dem vierten Jahrzehnt des zwanzigsten Jahrhunderts auch die Chirurgen um die Herstellung künstlicher Lungen. Ihre Bemühungen haben drei Typen von Oxygenatoren ergeben:

1. die Membranoxygenatoren,
2. die Dispersionsoxygenatoren und
3. die Filmoxygenatoren.

1. Der natürlichen Lunge am ähnlichsten sind die Membranoxygenatoren. Bei ihnen wird eine dünne Schicht Blut

durch Kunststoffmembranen von einer Sauerstoffatmosphäre getrennt. Die Gase Sauerstoff und Kohlendioxyd diffundieren durch die Membranen. 1948 veröffentlichte KOLFF seinen ersten Membranoxygenator, der gewissermaßen als Nebenprodukt bei der Konstruktion der künstlichen Niere entstanden war, und 1956 trat CLOWES mit einem eigens konstruierten Membranoxygenator an die Öffentlichkeit.

2. Das Wirkungsprinzip der Dispersionsoxygenatoren beruht darauf, Sauerstoff in Blut oder Blut in Sauerstoff fein zu verteilen, wodurch eine große Oberfläche entweder auf Blasen oder auf Bluttröpfchen entsteht, durch die eine große Menge Sauerstoff ein- und Kohlendioxyd herausdiffundieren kann.

Dieses Prinzip wurde schon von den Physiologen des neunzehnten Jahrhunderts verwendet, so von LUDWIG und SCHMIDT (1868), die venöses Blut zusammen mit Luft in einem Gefäß solange schüttelten, bis es arterialisiert war, und es dann zur Reservoirperfusion verwendeten. Später schloß man den Kreislauf und ließ an einer Stelle des Systems Luft durch die Perfusionsflüssigkeit perlen, damit diese Sauerstoff aufnehmen konnte. Diese einfache Vorrichtung genügte vielen Zwecken der Organperfusion (v. SCHRÖDER 1882, JACOBJ 1885, - 1890, LUDWIG 1902, BRODIE 1903), besonders, nachdem NEUBAUER und GROß (1910) eine Vorrichtung zum Entschäumen erfunden hatten, die aus einer paraffinüberzogenen Säule aus durchlochten Porzellanplatten bestand. Auf dieser Säule wurde der Blutschaum zum Zusammenfallen gebracht, der bisher abging, und so auf die Dauer zu erheblichen Blutverlusten geführt hatte (v.SKRAMLIK 1920, - 1927).

Alle diese Vorrichtungen konnten jedoch nur verhält-

nismäßig geringe Mengen Blut oxygenieren. Erst 1950 ermöglichte die Verwendung von Silikonen als Entschäumer den Autoren CLARK, GOLLAN und GUPTA die Konstruktion eines für die Zwecke der offenen Herzchirurgie verwendbaren Gasdispersionsoxygenators (Abb. 1).

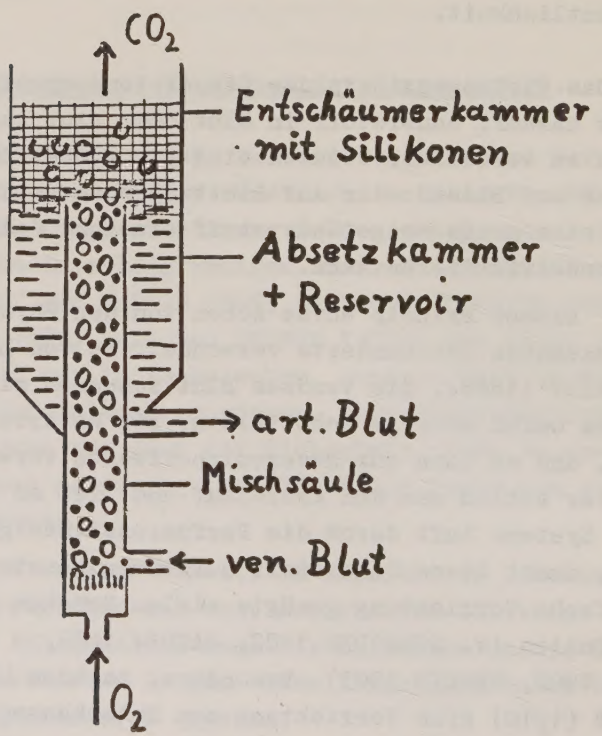

Abb. 1 Schema eines konzentrischen Bubble- Oxygenators.

Das Prinzip der Dispersion von Blut in Sauerstoff ist wohl nur einmal angewendet worden durch v.EULER und

HEYMANS (1932) mit dem Sprayoxygenator. Dieser Sprayoxygenator wendet das Prinzip des Parfümzerstäubers an, um Blut und Sauerstoff fein zu vermischen. Wegen der bei diesem Vorgang auftretenden starken Zerstörung der roten Blutkörperchen, fand er außer bei den Experimenten von LOVAT-EVANS, GRANDE und HSU keine praktische Verwendung.

3. Bei den Filmoxygenatoren wird das Blut als dünner Film zum Zwecke des Gasaustausches auf einem festen Untergrund, -dem Filmträger-, ausgebreitet. Sie zerfallen in zwei große Untergruppen mit deutlichen Unterschieden in Funktion und Leistung. Man unterscheidet zwischen stationären und dynamischen Filmoxygenatoren.

Bei den stationären Filmoxygenatoren steht der Filmträger fest, und das Blut fließt infolge der Schwerkraft als Film an ihm herab. Der Film erneuert sich nur durch Nachfließen von oben.

Beim dynamischen Filmoxygenator wird der Filmträger bewegt, wobei er einen Blutfilm aus einem Becken oder Trog mitnimmt, den er beim Eintauchen wieder abstreift. Die Schwerkraft spielt bei diesem Vorgang keine Rolle. Bei Stillstand des Filmträgers passiert das Blut den Oxygenator ohne Filmbildung und somit ohne Sauerstoffaufnahme.

Den Prototyp des stationären Filmoxygenators bildet das von RICHARDS und DRINKER (1915) veröffentlichte Gerät. Es besteht aus einem zum Ring gebogenen Glasrohr mit feinen Löchern in der Wand und einer von diesem waagerecht angebrachten Ring herabhängenden Röhre

aus Seide. Das Blut lief aus den Löchern über das Gewebe und wurde unten wieder gesammelt (Abb. 2).

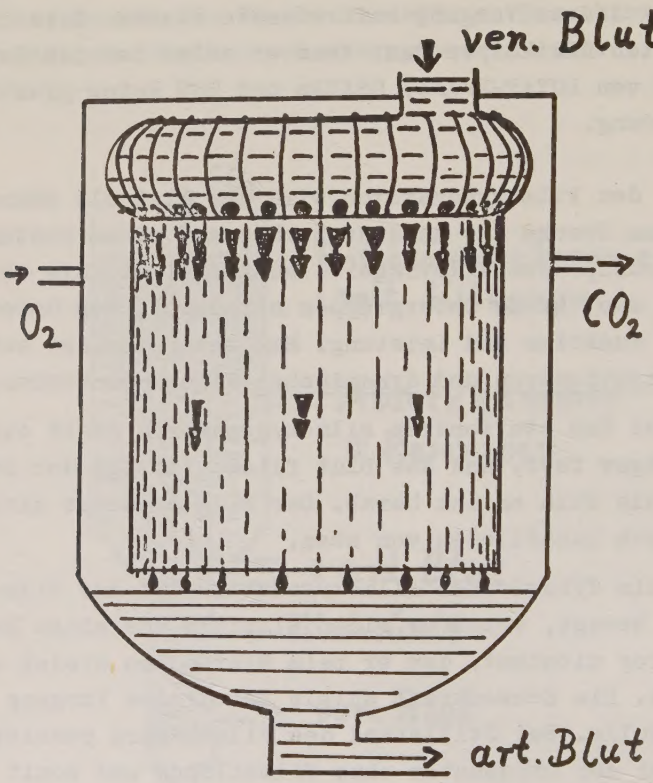

Abb. 2 Schnittschema des Oxygenators von RICHARDS und DRINKER.

STAUB veröffentlichte im Jahre 1929 den inzwischen klassisch gewordenen Batterieoxygenator, der nach 1937 von GIBBON für die Zwecke der Herchirurgie modifiziert wurde (Abb. 3).

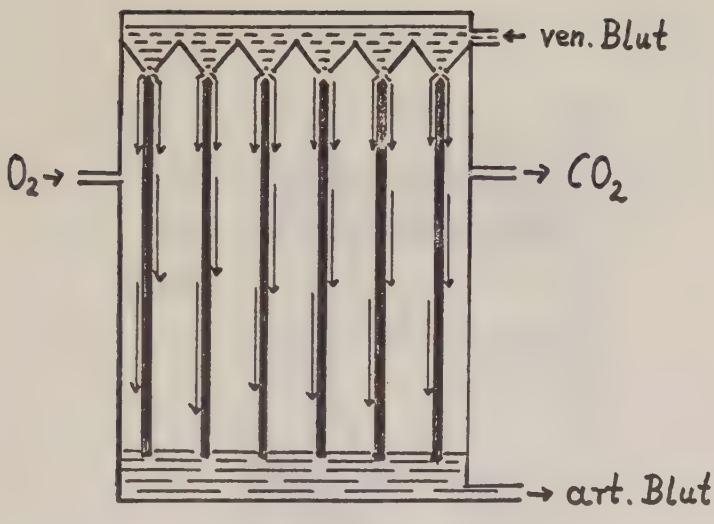

Abb. 3 Schnittschema des Batterieoxygenators von STAUB.

Eine Zwischenform zu dem stationären und dynamischen Filmoxygenator bilden die Oxygenatoren von HOOKER (1915) und von BAYLISS, FEE und OGDEN (1928).

Beim Oxygenator von HOOKER wird von einer waagerecht rotierenden Scheibe Blut an die Innenfläche einer Glasflasche verteilt, wo es der Schwere folgend abläuft, während sich der Gasaustausch vollzieht (Abb. 4).

Der von BAYLISS u.a. eingeführte Oxygenator arbeitet nach dem gleichen Prinzip. Auf einer vertikalen Achse sind mehrere zur Verminderung des Gastotraumes nach

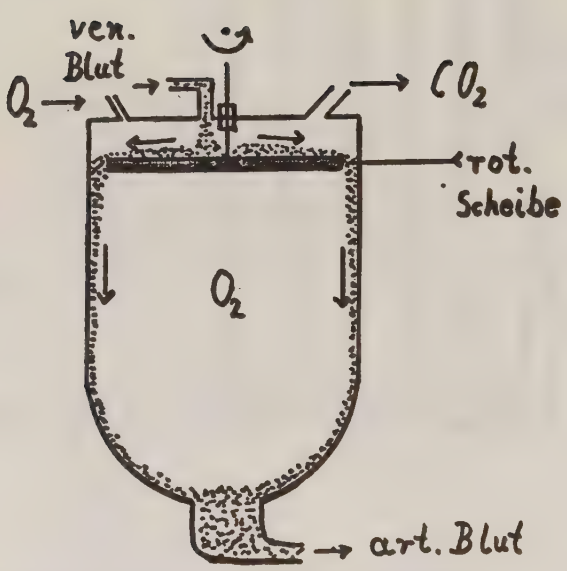

Abb. 4 Schnittschema eines Oxygenators von HOOKER.

unten spitz zulaufende Scheiben angeordnet. Das Blut läuft innen auf die oberste Scheibe, wird durch die Zentrifugalkraft an die Innenwände eines kegelförmigen Gefäßes verteilt, wo es abläuft und auf die darunterliegende Scheibe gelangt, die es ihrerseits wieder an ein ebensolches kegelförmiges Gefäß weiter gibt, bis es schließlich, nach Passage mehrerer solcher Gefäße unten gesammelt, dem Kreislauf zugeführt wird (Abb. 5).

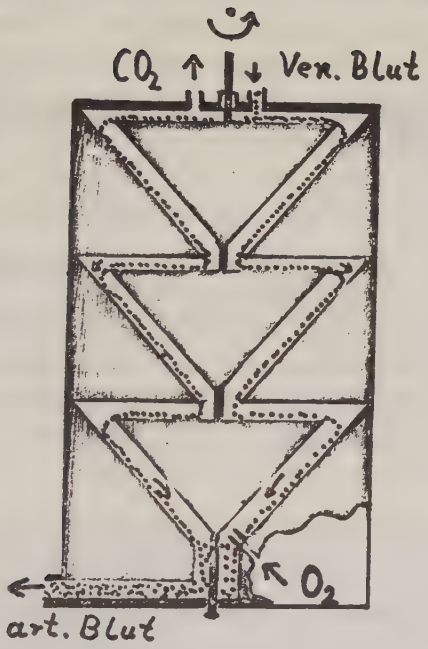

Abb. 5 Schnittschema des Oxygenators von BAYLISS, FEE und OGDEN.

Der erste echte dynamische Filmoxygenator stammt schon aus dem Jahre 1885. Es handelt sich um den Trommeloxygenator der Autoren v.FREY und GRUBER, in Gestalt eines fast waagerecht liegenden langsam rotierenden Glaszylinders, in den das Blut am oberen Ende eingeleitet und am unteren aus einem angesetzten Ringwulstreservoir abgesaugt wurde. Der Gasaustausch vollzog sich in dem dünnen Blutfilm, der bei der Rotation an der Innenwand des Zylinders erzeugt wurde (Abb. 6).

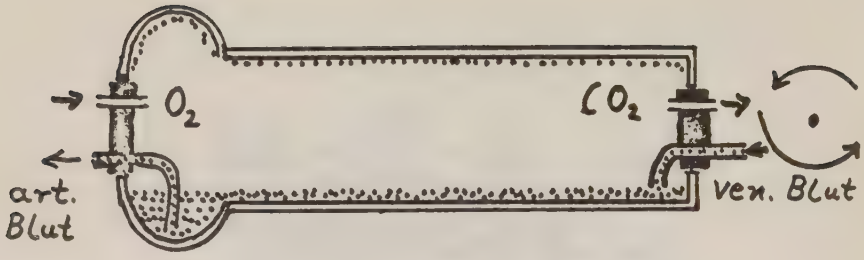

Abb. 6 Schnittschema des Trommeloxygenators von v.FREY und GRUBER.

Erst 1948 wurde mit dem von BJØRK erstmalig untersuchten rotierenden Scheibenoxygenator ein weiterer dynamischer Filmoxygenator geschaffen (Abb. 7).

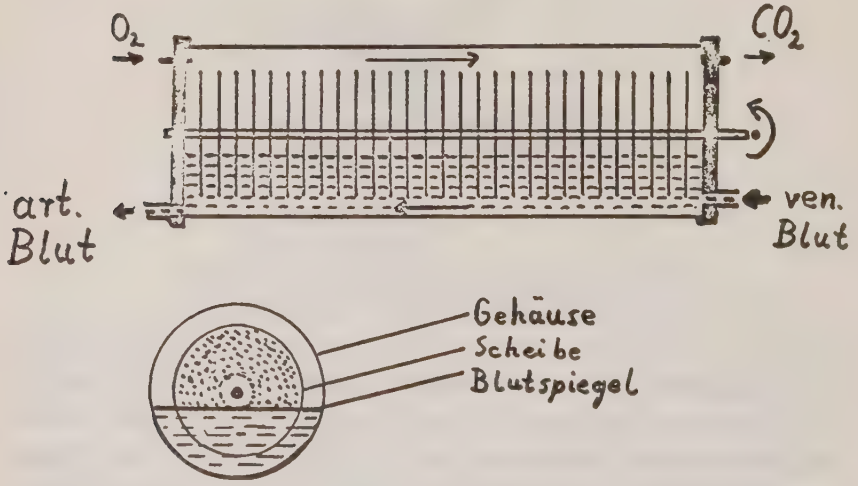

Abb. 7 Schnittschema eines rotierenden Scheibenoxygenators.

In der Modifikation nach KAY-CROSS sollte dieser rotierende Scheibenoxygenator in der späteren Zeit zum meistgebrauchten dynamischen Filmoxygenator werden. Heute sind die in der Herzchirurgie am meisten verwendeten Oxygenatoren der Bubble- Oxygenator in verschiedenen Modifikationen, sowie der erwähnte Scheibenoxygenator nach KAY-CROSS. Seltener verwendet werden Membranoxygenatoren, und von den stationären Filmoxygenatoren der Batterieoxygenator nach GIBBON.

III. Kriterien zur Beurteilung von Oxygenatoren.

Aus der großen Zahl verschiedener Oxygenatoren ergibt sich die Notwendigkeit, Normen zum Vergleich und zur einheitlichen Beurteilung aufzustellen.

GIMBEL und ENGELBERG definierten 1954 den W i r k u n g s g r a d eines Oxygenators. Dieser wird gebildet von dem Quotienten aus Blutdurchfluß und Blutvolumen unter der Bedingung, daß das Blut bei einem Haemoglobingehalt von 15 g% von 60% Sauerstoffsättigung auf über 90% aufgesättigt wird. Damit änderten sie eine Definition von KARLSON u.a. (1949), die den Wirkungsgrad als Quotienten aus Sauerstoffaufnahme in ml/min und Blutinhalt des Oxygenators verstanden wissen wollten, ohne die Sättigungswerte zu berücksichtigen.

Heute interessiert weniger der Wirkungsgrad als die L e i s t u n g eines Oxygentors, die aus der Sauerstoffaufnahme in ml/min bei einem Sättigungssprung von 60% auf über 90% besteht, wenn das Blut einen Haemoglobingehalt von 15 g% hat (BORST 1959). Der Wirkungsgrad

ist nun das Verhältnis aus Leistung und Blutinhalt des Oxygenators, entspricht also KARLSON's Definition mit der Festlegung auf Normbedingungen.

Neben Leistung und Wirkungsgrad ist weiterhin die H a e m o l y s e von Bedeutung. Als Haemolyse gilt die stündliche Zunahme freien Plasmahaemoglobins bei Kurzschlußbetrieb in vitro, hervorgerufen durch die Zerstörung von roten Blutkörperchen. Diese Größe ändert sich jedoch umgekehrt proportional zum Füllvolumen, so daß man besser die absolute Menge an freiwerdendem Plasmahaemoglobin pro Zeiteinheit angeben sollte (BUCHERL 1959). Die praktische Bedeutung der Haemolyse liegt darin, daß sie durch Nierenschädigung die Dauer der Perfusion begrenzt.

Unter dem Gesichtspunkt der klinischen Anwendung ist außerdem die H a n d h a b u n g des Oxygenators von Bedeutung, worunter Wartung und Bedienung, Reinigungs- und Sterilisationsmöglichkeit verstanden werden (BÜCHERL 1960), und schließlich die R e g e l u n g der T e m p e r a t u r .

Keiner der bis heute bekannten Oxygenatoren hat in allen Punkten günstige Werte. Ein hoher Wirkungsgrad, wie beim Bubble- Oxygenator oder beim Membranoxygenator bedeutet entweder viel Haemolyse (Bubble- Oxygenator) oder schwierige Handhabung (Membranoxygenator). Dynamische Filmoxygenatoren haben zwar nur einen mittleren Wirkungsgrad, verbinden jedoch -besonders als rotierende Scheibenoxygenatoren- geringe Haemolyse mit verhältnismäßig einfacher Handhabung und sind dadurch

vorteilhaft. Es wurde daher versucht, einen noch günstigeren dynamischen Filmoxygenator zu konstruieren.

IV. Methodik.

1. Beschreibung des dynamischen Plattenoxygenators.

Bei dem untersuchten dynamischen Plattenoxygenator handelt es sich um eine eigene Konstruktion, deren Wirkungsprinzip von den bisher bekannten abweicht.
Im Gegensatz zu allen anderen Filmoxygenatoren, bei denen der Filmträger (Scheiben, Trommeln, Spiralen) sich rotierend bewegt, macht er beim hier beschriebenen dynamischen Plattenoxygenator eine periodische Auf- und Abbewegung. Der Filmträger, aus rechteckigen Platten bestehend, wird senkrecht in das Blut eingetaucht und wieder herausgezogen, dem Sauerstoff exponiert und erneut gesenkt. Der anhaftende Blutfilm nimmt Sauerstoff auf und wird wieder abgespült. Gibt man den Platten ein großes Volumen, so wird das Blut verdrängt und der Blutspiegel hebt sich den Platten entgegen, die Platten tauchen also tiefer in das Blut ein, als ihrem Hub entspricht. Das Steigen und Fallen des Blutspiegels kann weiter zur Filmbildung ausgenutzt werden, indem man senkrechte Wände zwischen den einzelnen Platten anbringt, an denen das Blut beim Sinken des Spiegels einen Film zurückläßt, den es beim Steigen wieder mitnimmt. Die Gesamtbreite der so entstandenen Filmstreifen beträgt ein Vielfaches des eigentlichen Plattenhubes. Die kleinste Einheit dieses Oxygenators besteht aus einem Kanal mit einer in Längsrichtung darin hängenden Platte, die

gehoben und gesenkt wird. An den Kanalwänden reicht der Film so hoch, wie der Blutspiegel angestiegen war, an der Platte reicht er um den Plattenhub höher (Abb. 8).

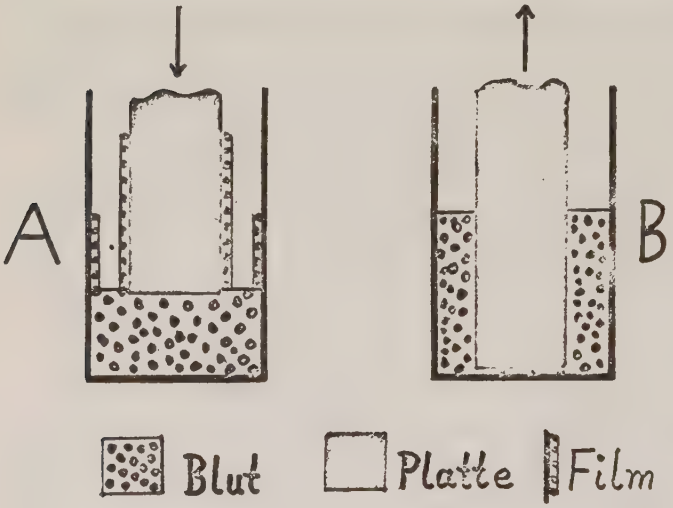

Abb. 8 Funktionsschema des dynamischen Plattenoxygenators.

Die hier verwendeten Modelle des dynamischen Plattenoxygenators bestehen aus jeweils zwei Kanälen von 30 cm Länge. Die Plattendicke war stets 8 mm, der Hub betrug stets 10 mm. Variiert wurde die Kanalbreite, einmal war sie 16 mm und einmal 12 mm.

Im Gegensatz zu allen anderen Filmoxygenatoren bleibt die Filmfläche konstant, wenn sich das Füllvolumen des Oxygenators ändert. Beim 16 mm Kanal, der ein Füllvo-

lumen von 53 ml hat, steigt der Blutspiegel beim Eintauchen der Platte um 10 mm, die Filmoberfläche beträgt 180 qcm, die gesamte Filmbreite 6 cm.

Beim 12 mm Kanal sind es 40 ml Füllvolumen, 20 mm Anstieg des Blutspiegels und 300 qcm Filmoberfläche, bei 10 cm Filmbreite.

Die Oxygenatoren wurden aus Trovidur, einem Hart-PVC der Troisdorf AG hergestellt, die Hubbewegung wird mittels einer Exzenterscheibe von einem Durchmesser von 55 mm erzeugt, bei der die Achse 5 mm vom Flächenmittelpunkt entfernt angebracht ist. Die Bewegung der Platte in der Zeit erfolgt auf einer Sinuskurve.

2. Versuchsanordnungen.

a) Zur Messung der Sauerstoffaufnahme.

Die Untersuchung der Sauerstoffaufnahme eines Oxygenators in vitro ist sehr viel zuverlässiger als in vivo, da ein Versuchstier mit seinen vielfältigen Regulationen keinen störenden Einfluß ausübt (GALLETTI und BRECHER; PATON, MONTGOMERY und SWAN; GIMBEL und ENGELBERG).

Das Versuchsmodell des dynamischen Plattenoxygenators, eine Rollerpumpe und ein Bubble- Oxygenator wurden zu einem Kreislauf verbunden (Abb. 9). Die Füllung des Systems erfolgte mit Blut aus ACD Konserven.

Die Rollerpumpe vom Typ "Pemco-Micro-Pump" besitzt ein stufenlos von 0-80 U/min regelbares Getriebe. Ein Zählwerk gestattet Wiedereinstellen derselben Drehzahl, jedoch gelingt es nicht, identische Förderleistungen zu erhalten. Als Schlauch wurde ein Silikonschlauch von 15 x 3 mm verwendet.

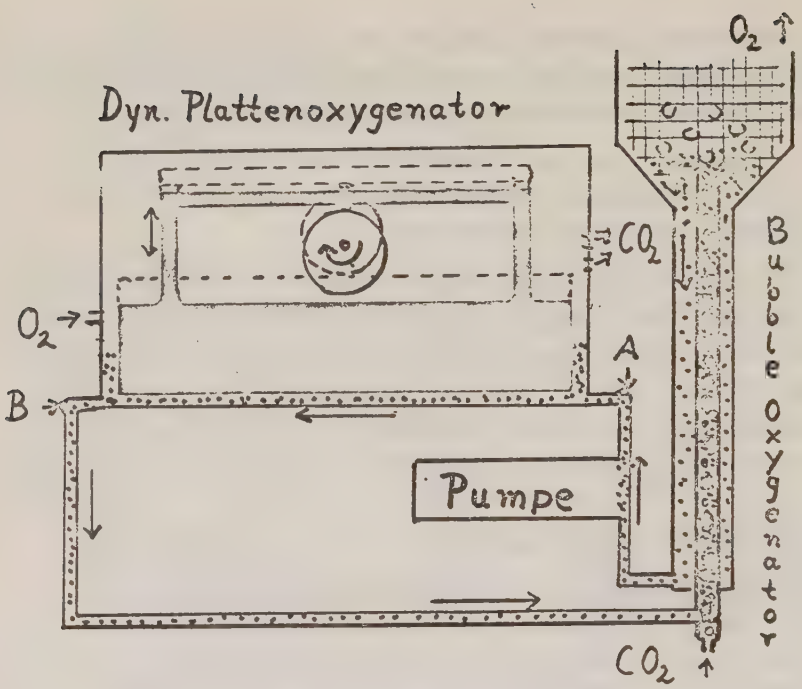

Abb. 9 Schema der Versuchsanordnung
A und B: Blutentnahmen.

Der Bubble- Oxygenator von konzentrischer Bauart kann unter Standardbedingungen 2 l/min Blut aufsättigen, und ersetzt hier ein Versuchstier, indem er als Desoxygenator verwendet wird. Leitet man statt Sauerstoff ein Gemisch von 92% Stickstoff und 8% Kohlendioxyd ein, so können pro Minute 400 - 500 ml Blut auf 60% abgesättigt werden.

Aus dem Desoxygenator wird das Blut von der Rollerpumpe abgesaugt und in den Versuchsoxygenator befördert. Diesen passiert es gemäß einem leichten Gefälle

und läuft dann in den Bubble- Oxygenator zurück. Blutentnahmen erfolgen vor und hinter dem Versuchsoxygenator aus dem strömenden Blut. Diese Versuchsanordnung besitzt den Vorteil, daß sich an allen Punkten stabile Sättigungswerte einstellen, wenn Pumpleistung, Gasdurchfluß in den Oxygenatoren und Drehzahl des dynamischen Plattenoxygenators konstant bleiben.

Bei der Untersuchung des dynamischen Plattenoxygenators wurden die zu untersuchende Drehzahl des Versuchsoxygenators und das Pumpvolumen fest eingestellt und der Gasdurchfluß im Bubble- Oxygenator so lange verändert, bis ein Probenpaar entnommen wurde, das die Bedingung von 90% Auslaufsättigung annähernd erfüllte. Die zweite Probe wurde stets erst nach der errechneten Passagezeit entnommen, um die Genauigkeit zu erhöhen.

Vor Veränderung der Pumpeneinstellung wurde die Förderleistung durch Sammeln der in fünf Minuten geförderten Menge Wasser gemessen. Größere Variationen des Pumpvolumens wurden vermieden, da man durch nachträgliches Eichen verschiedener Einstellungen einen zusätzlichen Fehler von 5 - 10% erwarten muß.

Die Messung der Sauerstoffsättigung erfolgte nach Versetzen mit Saponinlösung in Doppelbestimmung in einem Zeiss- Spektralphotometer in 0,1 mm Cuvetten (NAHAS) bei 506 und 605 mμ , außerdem wurde nach der Methode von van SLYKE und NEILL die Sauerstoffkapazität des Blutes bestimmt.

b) Zur Bestimmung der Haemolyse.

Zur Haemolysebestimmung wurde der dynamische Plattenoxygenator mit einer genau abgemessenen Menge Blut

gefüllt, die Ausgangskonzentration an freiem Plasmahaemoglobin bestimmt und dann der Oxygenator auf eine bestimmte Drehzahl gebracht. Nach der vorgegebenen Zeit wurde dann das Blut vorsichtig abgelassen und gemischt und die Endkonzentration an Plasmahaemoglobin bestimmt. Um Volumenverluste durch Verdunsten auszuschalten, wurde der Oxygenator mit 1 l/min gut angefeuchtetem Sauerstoff durchströmt.

Das bei diesen Versuchen verwendete Blut war frisches menschliches Blut, das durch Zusatz von Heparin (10 E Heparin/ml Blut) ungerinnbar gemacht worden war. Es war bereits vorher kurze Zeit im Extracorporalen Kreislauf verwendet worden und wies eine geringe Haemolyse der Erythrocyten auf.

Die Bestimmung des Plasmahaemoglobins wurde in folgender Methode vorgenommen: 0,5 ml Plasma und 4 ml 0,4%ige Ammoniaklösung werden gemischt, nach einer Minute wird im Zeiss- Photometer in 10 mm Cuvetten bei 580 mμ die Extinktion gegen Ammoniaklösung gemessen. Der Wert wird auf einer Eichkurve abgegriffen und die Menge des Plasmahaemoglobins abgelesen.

3. Versuchsergebnisse.

a) Sauerstoffaufnahme (Leistung) des dynamischen Plattenoxygenators.

Die Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit wird berechnet aus der arterio- venösen Sättigungsdifferenz des Blutes (ohne Maßeinheit), seiner Sauerstoffkapazität (ml/ml) und dem Blutdurchfluß in der Zeiteinheit (ml/min) nach der Formel:

$$\frac{(\text{Min.-Vol}) \times (O_2\text{-Kapazität}) \times (\text{Sättigungsdiff.})}{100} = \text{ml/min } O_2$$

(nach dem Fick'schen Prinzip).

Die folgenden Tabellen I und II bringen die Meßergebnisse für den 12 mm und den 16 mm Kanal bei verschiedenen Hubzahlen. Die Abbildung 10 gibt eine graphische Darstellung der Sauerstoffaufnahme in Abhängigkeit von der Drehzahl.

Abschätzung des Fehlers:

Die Sättigungsbestimmung mit dem Zeiss- Spektralphotometer ist im Bereich der Meßwerte auf ± 1 Sättigungsprozent genau. Die Differenz zwischen Ein- und Ausflußsättigung hat also einen Fehler von ± 2 Sättigungsprozenten. Der Fehler der Sauerstoffaufnahme beträgt also:

$$\frac{2 \cdot 100}{\text{Sättigungsdifferenz}} = \text{Fehler in \%}$$

Da Sauerstoffkapazität und Minutenvolumen bei verschiedenen Drehzahlen konstant gehalten wurden, wirken sich Fehler hier zwar auf die tatsächliche Sauerstoffaufnahme aus, nicht jedoch auf das Verhältnis der Leistung bei verschiedenen Frequenzen, da in alle derselbe Fehler als Faktor eingeht.

Tabelle I

Plattenoxygenator: 2 Kanäle zu 12 mm.
Desoxygenator: Bubble- Oxygenator mit 92% Stickstoff, 8% Kohlendioxyd, 3-5 l/min.

Frequenz (U/min.)	Durchfluß (ml/min.)	O_2-Kapazität des Blutes (Vol%)	O_2-Sättigung Einlauf (%)	O_2-Sättigung Auslauf (%)	Differenz der O_2- Sättigung (%)	
60	105	14,5	87,2	92,8	5,6	...
120	110	14,5	78,5	89,4	10,4	...
180	192	14,5	83,5	96,2	12,7	...
180	110	18,04	67,0	85,3	18,3	...
240	110	18,04	64,7	88,1	23,4	...
360	110	18,04	62,6	93,5	30,9	...
360	195	18,04	68,2	90,8	22,6	...

Fortsetzung unten

O_2-Differenz (Vol%)		aufgenommene O_2 Menge (ml/min.)	O_2-Aufnahme pro Kanal (ml/min.)	Fehler aus Photometrie	Fehler (ml O_2/min.)
...	0,82	0,85	0,425	± 36%	± 0,153
...	1,97	2,17	1,085	± 19%	± 0,207
...	1,84	3,54	1,77	± 16%	± 0,283
...	3,30	3,63	1,815	± 11%	± 0,198
...	4,22	4,65	2,325	± 9%	± 0,199
...	5,68	6,14	3,07	± 6%	± 0,198
...	3,70	7,20	3,60	± 9%	± 0,318

Tabelle II

Plattenoxygenator: 2 Kanäle zu 16 mm.
Desoxygenator: Bubble- Oxygenator mit 92% Stickstoff, 8% Kohlendioxyd, 2-3 l/min.

Frequenz (U/min.)	Durchfluß (ml/min.)	O_2-Kapazität des Blutes (Vol%)	O_2-Sättigung Einlauf (%)	O_2-Sättigung Auslauf (%)	Differenz der O_2- Sättigung (%)
120	65	16,0	80,7	92,5	11,8 ...
240	65	16,0	65,4	90,7	25,3 ...
360	65	16,0	57,4	93,3	35,9 ...
480	110	16,0	61,4	87,1	25,7 ...

Fortsetzung unten

O_2-Differenz (Vol%)	aufgenommene O_2 Menge (ml/min.)	O_2-Aufnahme pro Kanal (ml/min.)	Fehler aus Photometrie	Fehler (ml O_2/min.)
... 1,89	1,23	0,615	± 17%	± 0,15
... 4,05	2,64	1,32	± 8%	± 0,105
... 5,75	3,75	1,875	± 6%	± 0,114
... 4,12	4,53	2,265	± 8%	± 0,212

Drehzahl	O_2-Aufnahme [ml/min]	
U/min	8-mm-K.	12-mm-K.
60	———	0,425
120	0,615	1,085
180	———	1,77 ; 1,815
240	1,32	2,325
360	1,875	3,07 ; 3,60
480	2,265	———

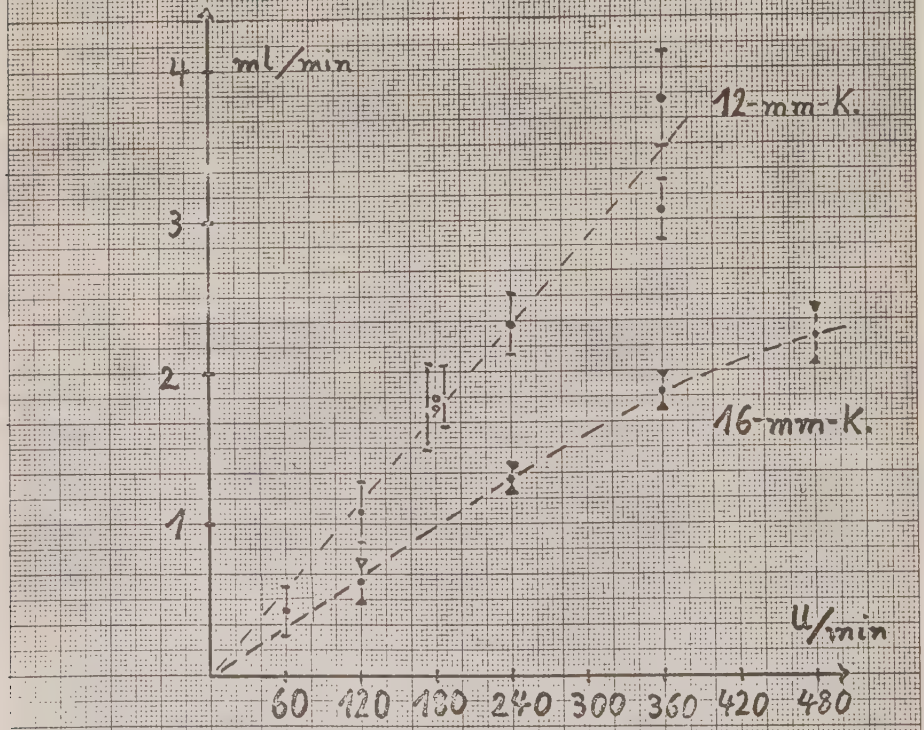

Abbildung 10

b) Die Haemolyse beim dynamischen Plattenoxygenator.

Die Haemolyse wurde für den 16 mm Kanal bestimmt. Die Tabelle III bringt die Versuchsergebnisse.

Tabelle III

Frequenz (U/sec)	Zunahme Hb / Stunde (mg%/h)	Plasmavolumen (ml)	Menge Hb / Stunde (mg/h)
4	40	93	37
6	60	108	65
8	130	99	129

Aus Volumen und Konzentrationsanstieg des Plasmahaemoglobins wurde die absolute Menge an pro Stunde freiwerdendem Plasmahaemoglobin bestimmt. Sie betrug bei 240 U/min 37 mg, bei 360 U/min 65 mg, bei 480 U/min 129 mg.

c) Handhabung.

Der dynamische Plattenoxygenator ist in seiner Leistung unempfindlich gegenüber Schwankungen des Blutvolumens. Schaumbildung tritt nicht auf, solange die Platte am Scheitelpunkt ihrer Bewegung eingetaucht bleibt.

Bei mehr als 8 U/sec beim 16 mm Kanal und mehr als 6 U/sec beim 12 mm Kanal werden einzelne Bluttropfen emporgeschleudert.

V. Diskussion der Ergebnisse.

Für den Scheibenoxygenator ist von PATON, MONTGOMERY und SWAN, die auf Schaumbildung keine Rücksicht nahmen, ein Leistungsanstieg bis 160 U/min nachgewiesen worden. Seine praktisch erreichbare obere Drehzahl - und damit Leistungsgrenze liegt jedoch schon bei 120 U/min, da er oberhalb derselben so viel Blasen erzeugt, daß eine Perfusion nicht mehr möglich ist. GIMBEL und ENGELBERG stellten fest, daß sich Blasen bilden, sobald sich die Scheiben mit einer Geschwindigkeit von mehr als 110 cm pro Sekunde durch das Blut bewegen. Diese kritische Geschwindigkeit wird beim dynamischen Plattenoxygenator mit dem 16 mm Kanal erst bei über 1500 U/min erreicht, mit dem 12 mm Kanal bei über 1000 U/min. Die obere Leistungsgrenze wird dadurch gesetzt, daß dem Blut beim Eintauchen der Platten ein starker vertikal gerichteter Impuls mitgeteilt wird, der es in Tropfen emporschleudert.

Die gemessene Höchstleistung beträgt beim 12 mm Kanal bei 360 U/min 3,60 ml O_2/min. Für eine Sauerstoffaufnahme von 300 ml/min würden also 83 parallele Kanäle benötigt.

Die gleiche Leistung erreicht ein Scheibenoxygenator vom Typ KAY-CROSS mit 100 - 120 Scheiben, wobei er aus einer Röhre von 65 cm Länge und ca. 15 cm Durchmes-

ser besteht, während der dynamische Plattenoxygenator einen Kasten von 110 cm Breite und 32 cm Länge -oder jedenfalls, bei anderer Formgebung, 3500 qcm Grundfläche- darstellen würde. Die Scheiben des Scheibenoxygenators können leicht auf eine Achse aufgesteckt werden, während die Platten des dynamischen Plattenoxygenators sorgfältig gerichtet und zentriert werden müssen. Der Energieaufwand, um 83 Platten zu beschleunigen und abzubremsen, ist beträchtlich, auch wenn man die eine Hälfte durch die andere equilibriert.

Große Dimensionen und schwierige Handhabung kann man in Kauf nehmen, wenn dadurch ein hoher Wirkungsgrad und eine niedrige Haemolyse eingehandelt werden. Der 12 mm Oxygenator hat ein minimales Füllvolumen von 40 ml bei einer maximalen Leistung von 3,60 ml/min. Der Wirkungsgrad beträgt nach der von BORST angegebenen Definition 0,09 (Quotient aus Leistung und Blutinhalt), der Wirkungsgrad eines modernen Scheibenoxygenators (Clinical Perfusion Associates, Inc.) soll nach den Angaben der Hersteller 0,158 betragen, der Wirkungsgrad des KAY-CROSS-Scheibenoxygenators liegt zwischen 0,1 und 0,15, der von GIMBEL und ENGELBERG untersuchte Scheibenoxygenator hat nach der hier angewendeten Definition einen wirkungsgrad von 0,14.

Unter den dynamischen Filmoxygenatoren liegt der dynamische Plattenoxygenator mit dem Wirkungsgrad also an letzter Stelle.

Die Haemolyse eines Scheibenoxygenators beträgt maximal 60 mg%/h bei 105 U/min (BJØRK, Verwendung von

Stahlscheiben, bei Kunststoffscheiben ist sie sehr viel geringer), bei einem Plasmainhalt von 1,2 Litern entstehen also in einer Stunde 0,72 g freies Plasmahaemoglobin. Gleichzeitig können in dieser Stunde 18 l Sauerstoff aufgenommen werden, so daß ein perfundierter Patient mit jedem Milliliter Sauerstoff 0,04 mg freies Plasmahaemoglobin zugeführt bekommt.

Die gleiche Uberlegung beim dynamischen Plattenoxygenator angestellt ergibt beim 16 mm Kanal, bei einer

Tabelle IV

	rotierender Scheibenoxygenator	dynamischer Plattenoxygenator
Leistung:	3 ml/min pro Scheibe	3,6 ml/min pro Kanal
Wirkungsgrad:	0,158 (Clinical Perf. Ass., Inc.)	0,09
	0,14 (GIMBEL und ENGELBERG)	
	0,1 - 0,15 (Angaben für KAY-CROSS)	
Haemolyse:	Maximal 0,04 mg Hb/ml O_2	0,949 mg Hb/ml O_2
Handhabung:	Empfindlich gegenüber Volumenschwankungen.	Unempfindlich gegenüber Volumenschwankungen, da Filmfläche sich nicht ändert.
	Bequeme Montage.	Mechanisch kompliziert.
Expositionszeit:	$\geq$ 0,3 sec (120 U/min KAY-CROSS)	$\geq$ 0,0625 sec

Freisetzung von 129 mg Plasmahaemoglobin pro Stunde und gleichzeitiger Aufnahme von 136 ml Sauerstoff, eine Belastung mit 0,949 mg für jeden Milliliter Sauerstoff, also im Vergleich zum Scheibenoxygenator mehr als das Zwanzigfache.

Es scheint nicht sinnvoll, durch Steigerung des Volumenverdrängungseffektes in extreme Größen, den Wirkungsgrad zu erhöhen, da dieses mit einer weiteren Zunahme der Haemolyse verbunden wäre.

In Tabelle IV werden rotierender Scheibenoxygenator und dynamischer Plattenoxygenator verglichen. Der dynamische Plattenoxygenator ist dem Scheibenoxygenator also in allen Punkten unterlegen.

Die Untersuchungen an diesem Gerät haben jedoch ergeben, daß die Leistung eines dynamischen Filmoxygenators mit Verkürzung der Expositionszeit des Blutes bis auf 0,0625 Sekunden weiter steigt, ohne daß die Nähe eines Grenzwertes vermutet werden kann. Unsere bisherigen Vorstellungen, daß mit einer Expositionszeit von 0,1 Sekunden bei den dynamischen Filmoxygenatoren die optimale Leistung erreicht wird, sind daher nicht zutreffend, wie mit den vorliegenden Untersuchungen gezeigt werden konnte.

VI. Zusammenfassung.

Es wird von der Konstruktion und Funktion eines neuartigen dynamischen Filmoxygenators, dem sogenannten "dynamischen Plattenoxygenator", berichtet.

Bei der experimentellen Untersuchung erweist er sich dem konventionellen Scheibenoxygenator als unterlegen, jedoch zeigt sich ein Leistungsanstieg mit der Verkürzung der Expositionszeit bis auf 0,0625 Sekunden, was im Widerspruch zu den bisherigen Anschauungen über die optimale Leistung dynamischer Filmoxygenatoren steht.

VII. Literaturverzeichnis.

Bayliss, W.M., A.R. Fee and E. Ogden:
A method of oxygenating blood.
J. Physiol. (London) 66: 443, (1928)

Björk, V.O.:
Brain perfusions in dogs with artificially oxygenated blood.
Acta chir. Scand. (suppl. 137) 96: 1, (1948)

Borst, H.G.:
Die künstlichen Oxygenatoren.
Thoraxchir. (Stuttgart) 6: 312, (1959)

Brodie, T.G.:
The perfusion of surviving organs.
J. Physiol. (London) 29: 266, (1903)

Brodie, T.G. and W.C. Cullis:
An apparatus for the perfusion of the isolated mammalian heart.
J. Physiol. (London) 37: 337, (1908)

Brukhonenko, S.:
Appareil pour la circulation artificielle du sang des animaux á sang chaud.
J. physiol. path. gén. (Paris) 27: 12, (1929)

Brukhonenko, S.:
Circulation artificielle du sang dans l'organisme entier d'un chien avee cour exclu.
J. physiol. path. gén. (Paris) 27: 257, (1929)

Bücherl, E.S.:
Extracorporaler Kreislauf mit künstlichem Herz- Lungen- System.
Thoraxchir. (Stuttgart) 3: 460, (1956)

Bücherl, E.S.:
In- vitro- Untersuchungen zur Frage der Blutveränderungen bei Verwendung einer künstlichen Lunge nach dem Gasdispersionsprinzip.
Thoraxchir. (Stuttgart) 5: 63, (1957)

Bücherl, E.S.:
Über einen Dispersionsoxygenator.
Thoraxchir. (Stuttgart) 5: 409, (1958)

Bücherl, E.S.:
Der Einfluß physikalischer und chemischer Faktoren auf den Haemolysegrad menschlichen Blutes bei Gasdispersion.
Thoraxchir. (Stuttgart) 6: 327, (1959)

Bücherl, E.S.:
Die Hämodynamik während extracorporaler Zirkulation.
Thoraxchir. (Stuttgart) 6: 375, (1959)

Bücherl, E.S.:
Welche Kriterien bestimmen den Wert einer Herz- Lungenmaschine?
Thoraxchir. (Stuttgart) 7: 101, (1960)

Clark, L.C., F. Gollan and V.B. Gupta:
The oxygenation of blood by gas dispersion.
Science 111: 85, (1950)

Clowes, G.H.A., A.L. Hopkins and W.E. Neville:
An artificial lung dependent upon diffusion of oxygen and carbon dioxide through plastic membranes.
J. Thorac. Surg. (S. Louis) 32: 630, (1956)

Crafoord, C.:
Operationen am offenen Herzen mit Herz-Lungen- Maschine. (Stockholmer Modell).
Langenbecks Arch. klin. Chir. 289: 257, (1958)

Crafoord, C., L. Johansson, B. Jonsson, O. Norlander und A. Senning:
Klinische Erfahrungen mit extracorporalem Kreislauf.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 292: 709, (1959)

Dale, H.H. and E.H. Schuster:
A double perfusion pump.
J. Physiol. (London) 64: 356, (1928)

Daly, J. de B. and W.V. Thorpe:
An isolated mammalian heart preparation capable of performing work for prolonged periods.
J. Physiol. (London) 79: 199, (1933)

Embly, E.H. and C.J. Martin:
The action of anesthetic quantities of chloroform upon the blood vessels of the bowel and kidney. With an account of an artificial circulation apparatus.
J. Physiol. (London) 32: 151, (1905)

v. Euler, U.S. and C. Heymans:
An oxygenator for perfusion experiments.
J. Physiol. (London) 74: 2, (1932)

v. Frey, M. und M. Gruber:
Untersuchungen über den Stoffwechsel isolirter Organe. Ein Respirationsapparath für isolirte Organe.
Arch. Anat. Physiol. (Dubois- R.) 9: 519, (1885)

Galletti, P.M. and G.A. Brecher:
Heart- Lung- Bypass. Principles and techniques of extracorporeal circulation.
Verlag Grune & Stratton, New York- London (1962)

Gibbon, Jr., J.H.:
Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery.
Arch. Surg. 34: 1105, (1937)

Gibbon, Jr., J.H.:
The maintenance of life during experimental occlusion of the pulmonary artery followed by survival.
Surg. Gyn. Obstetr. 69: 602, (1939)

Gibbon, Jr., J.H.:
An oxygenator with large surface- volume ratio.
J. Laborat. Clin. Med. (S.Louis) 24: 1192, (1939)

Gibbon, Jr., J.H. and C.W. Kraul:
An efficient oxygenator for blood.
J. Laborat. Clin. Med. (S.Louis) 26: 1803, (1941)

Gimbel, N.S. and J. Engelberg:
Blood oxygenators: Theory and studies in design.
Surgery 35: 645, (1954)

Henke, G.:
Über die Oxygenierungskapazität von Scheibenoxygenatoren.
Dissertation: Freie Universität Berlin (1965)

Hooker, D.R.:
The perfusion of the mammalian medulla-the effect of calcium and potassium on the respiratory and cardiac centers.
Amer. J. Physiol. 38: 201, (1915)

Jacobj, C.:
Apparat zur Durchblutung isolirter lebender Organe.
Arch. exper. Path. (Leipzig) 26: 388, (1890)

Jacobj, C.:
Ein Beitrag zur Technik der künstlichen Durchblutung überlebender Organe.
Arch. exper. Path. (Leipzig) 31: 330, (1895)

Karlson, K.E., C. Dennis and D.E. Westover:
Blood oxygenation:
I. The Kolff apparatus.
II. Multiple horizontal rotating cylinders.
Proc. Soc. Exper. Biol. Med. 70: 223, (1949

Karlson, K.E., C. Dennis and D.E. Westover:
Blood oxygenation:
III. The vertical revolving cylinder.
IV. The vertical revolving cone.
Proc. Soc. Exper. Biol. Med. 70; 225, (1949)

Karlson, K.E., D. Sanderson and C.V. Culmer:
An oxygenator with increased capacity: multiple vertical revolving cylinders.
Proc. Soc. Exper. Biol. Med. 71: 204, (1949)

Koch, E.:
Neuere Apparate zur künstlichen Durchströmung überlebender Organe.
Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden. (E. Abderhalden) Sect. 5: 513, (1927)

Loeschke, H.H. K.H. Gertz und E.S.Bücherl:
Gaswechsel und Säurebasengleichgewicht bei Variation von Ventilation und Perfusion an mit einer Herzlungenmaschine perfundierten Hunden.
Mit einem Anhang: Zur Theorie eines Oxygenators.
Pflügers Arch. Physiol. 270: 121, (1959)

Lovat-Evans, C., F. Grande and F.Y. Hsu:
Two simple heart- oxygenators circuits for blood- fed hearts.
J. Exper. Physiol. 24: 283, (1934)

Ludwig, C. und A. Schmidt:
Das Verhalten der Gase, welche mit dem Blut durch den reizbaren Säugetiermuskel strömen.
Leipziger Berichte 20: 12, (1868)

Müller, F.:
Allgemeine Methodik zur Untersuchung überlebender Organe.
Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden.
(E. Abderhalden) Sect. 5: 177, (1927)

Neubauer, O. und W. Groß:
Zur Kenntnis des Tyrosinabbaues in der künstlich durchbluteten Leber.
Zschr. physiol.Chem. (Leipzig) 67: 222, (1910)

Paton, B.C., U. Montgomery and H. Swan:
Methods for the control of extracorporeal circulation.
Arch. Surg. 82: 405, (1961)

Richards, A.N. and C.K. Drinker:
An apparatus for perfusion of isolated organs.
J. Pharmacol. Exper. Therap. 7: 467, (1915)

v. Schröder, W.:
Über die Bildungsstätte des Harnstoffes.
Arch. exper. Path. Pharmak. (Leipzig)
15: 364, (1882)

v. Skramlik, E.:
Ein Apparat zur Durchströmung der Leber.
Pflügers Arch. Physiol. 180: 1, (1920)

v. Skramlik, E.:
Durchströmung der Milz.
Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden.
(E. Abderhalden) Sect. 5: 503, (1927)

Staub, H.:
Methode zur fortlaufenden Bestimmung des Gaswechsels isoliert durchströmter Organe im geschlossenen System.
Arch. exper. Path. Pharmak. (Leipzig)
162: 420, (1929)

Ich danke Herrn Professor B ü c h e r l
für die Überlassung des Themas.

Lebenslauf.

Am 26. Juli 1940 wurde ich, Ulrich Erwin K i r s c h , als Sohn des Dr.med. Erwin Kirsch und der Dr.phil. Ingeborg Kirsch, geb. Schwantes in Trebnitz/Schlesien geboren. Mit zwei jüngeren Brüdern wuchs ich im Elternhause auf.

Die Wirren der Nachkriegszeit ließen mich die Volksschule in Kulmbach/Main, Stadeln b. Fürth und Hamburg besuchen. In Hamburg ging ich sieben Jahre auf das Christianeum, ein altsprachliches Gymnasium für Jungen, wo ich am 6. Februar 1959 die Reifeprüfung ablegte.

Im Anschluß daran studierte ich Humanmedizin, die ersten drei Semester in Hamburg, dann bis zur ärztlichen Vorprüfung am 20. Juli 1961 in München und schließlich während der klinischen Semester an der Freien Universität Berlin. Dort bestand ich am 25. März 1965 das medizinische Staatsexamen.

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt leiste ich die vorgeschriebene Medizinalassistentenzeit ab.